

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2002-533161

(P2002-533161A)

(43) 公表日 平成14年10月8日 (2002.10.8)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 F 2/70

識別記号

F I

A 6 1 F 2/70

ターマコード* (参考)

4 C 0 9 7

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2000-590554 (P2000-590554)
 (86) (22) 出願日 平成11年12月22日 (1999.12.22)
 (85) 翻訳文提出日 平成12年8月22日 (2000.8.22)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP99/10280
 (87) 国際公開番号 WO00/38599
 (87) 国際公開日 平成12年7月6日 (2000.7.6)
 (31) 優先権主張番号 198 59 931.5
 (32) 優先日 平成10年12月24日 (1998.12.24)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), JP, US

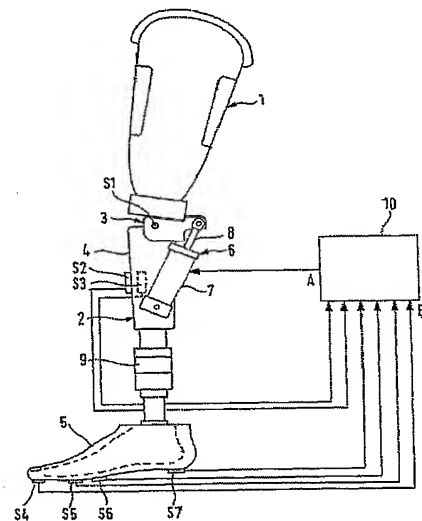
(71) 出願人 ビーダーマン・モテック・ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクタ・ハフツング
 BIEDERMANN MOTECH G MBH
 ドイツ連邦共和国、7730 ファウ・エス・シュベニンゲン、ベルタ・サットナー・シュトラッセ、23
 (72) 発明者 ビーダーマン, ルッツ
 ドイツ連邦共和国、デー78048 フィリッゲン、アム・シェーファースシュタイク、8
 (74) 代理人 弁理士 深見 久郎 (外5名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工膝関節を備える脚用人工装具および脚用人工装具を制御するための方法

(57) 【要約】

本発明は、腿部 (1)、脚下部 (2) およびこれら2つを接続する膝関節 (3) を含む脚用人工装具に関する。膝関節 (3) は膝関節の運動を制御するための減衰素子 (6) を備え、膝の角度を求めるための装置 (S1) および人工装具に加わる力を求めるための装置 (S4-S7、S8、S8'、S9、S9') が設けられ、さらに、膝の角度および人工装具に加わる力の値に基づき減衰素子 (6) を制御するための制御ユニット、および、膝の角度および人工装具に加わる力について検出された値に基づき歩行の特徴に従って減衰素子の制御を調整する調整装置 (10) が設けられる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 脚用人工装具であって、

双方が膝関節（3）により接続される腿部（1）および脚下部（2）を含み、前記膝関節（3）は膝関節の運動を制御するための減衰素子（6）を備え、膝の角度を検出するための手段（S1）および人工装具に作用する力を検出するための手段（S4-S7、S8、S8'、S9、S9'）をさらに含み、前記脚用人工装具はさらに、

前記減衰素子（6）を前記膝の角度および前記力の検出値の関数として制御するための制御ユニットを含み、

前記減衰素子の制御を、歩調のタイプに従い前記膝の角度および前記力の検出値の関数として調整する調整装置（10）を特徴とする、脚用人工装具。

【請求項2】 前記減衰素子の制御ユニットは、前記制御ユニットが前記減衰素子（6）を異なる歩調速度に対し予め求めた制御パラメータ（P）の関数として制御するように形成され、調整装置は、パラメータが歩調のタイプの関数として再調整されるように形成されることを特徴とする、請求項1に記載の脚用人工装具。

【請求項3】 前記調整装置（10）は、既に求めた実際のステップ値が人工装具の各装着者について同じである予め定められた設定されたステップ値と異なるという条件下で再調整が行なわれるように形成されることを特徴とする、請求項2に記載の脚用人工装具。

【請求項4】 設定されたステップ値は、膝の最大角度、および、1ステップ中において伸張を停止するときと踵を置くときとの間の時間である伸張リードタイムとして、規定されることを特徴とする、請求項3に記載の脚用人工装具。

【請求項5】 最大膝角度は 55° と 60° との間であることを特徴とする、請求項4に記載の脚用人工装具。

【請求項6】 伸張リードタイムは0.06から0.1秒であることを特徴とする、請求項4または5に記載の脚用人工装具。

【請求項7】 制御パラメータ（P）は伸展減衰利得ファクタ（Ed）および屈曲減衰利得ファクタ（Fd）を含み、その関数として、前記減衰素子（6）

が屈曲または伸展の場合の予め定められた減衰値に調整されることを特徴とする、請求項2から6のいずれか1つに記載の脚用人工装具。

【請求項8】 前記減衰素子(6)は、MRFシリンダ(磁気流動的流体シリンダ)として形成されることを特徴とする、請求項1から7のいずれか1つに記載の脚用人工装具。

【請求項9】 膝の角度を検出するための前記手段は、前記膝関節に設けられた膝角度センサ(S1)を含むことを特徴とする、請求項1から8のいずれか1つに記載の脚用人工装具。

【請求項10】 人工装具に作用する力を検出するための前記手段(S4-S7、S8、S8'、S9、S9')は、総力を検出するための手段および横方向(屈曲)の力を検出するための手段を含むことを特徴とする、請求項1から9のいずれか1つに記載の脚用人工装具。

【請求項11】 脚下部(2)は脛骨部(4)および脚下部管(9)を含み、力を検出するための前記手段は前記脚下部管に設けられた少なくとも2つの力センサ(S8、S8')を含むことを特徴とする、請求項1から10のいずれか1つに記載の脚用人工装具。

【請求項12】 前記脚下部(2)は脛骨部(4)を含み、ひずみゲージセンサの形状の少なくとも2つの力センサ(S9、S9')が前記脛骨部の材料に統合されることを特徴とする、請求項1から10のいずれか1つに記載の脚用人工装具。

【請求項13】 調整装置(10)は脚用人工装具の前記脚下部(2)に設けられることを特徴とする、請求項1から12のいずれか1つに記載の脚用人工装具。

【請求項14】 膝関節(3)により接続された腿部(1)および脚下部(2)を有する脚用人工装具を制御するための方法であって、前記膝関節(3)は前記膝関節の運動を制御するための減衰素子(6)を含み、膝の角度を検出するための手段(S1)および人工装具に作用する力を検出するための手段(S4-S7、S8、S8'、S9、S9')をさらに有し、前記減衰素子(6)の制御は、前記膝の角度および前記力の値の関数として、人工装具の各装着者について

かつステップ速度の関数としての異なる歩調速度について予め求めた制御パラメータ（P）の関数として行なわれ、

前記制御パラメータ（P）は、歩調のタイプに適合する態様で再調整されることを特徴とする、脚用人工装具を制御するための方法。

【請求項15】 人工装具を用いた各ステップ中において、

- a) 予想されるステップ速度を求め、
- b) 瞬間的な歩調のタイプを特徴付ける実際のステップ値を求め、
- c) 実際のステップ値を予め定められ設定されたステップ値と比較し、
- d) 制御パラメータ（P）を、前記実際のステップ値と前記設定されたステップ値との比較の結果の関数として変更するという方法ステップが実行されることを特徴とする、請求項14に記載の脚用人工装具を制御するための方法。

【請求項16】 前記設定されたステップ値は、最大膝角度および伸張リードタイムを含み、前記伸張リードタイムは、ステップ中に伸展が停止するときと踵を降ろすときとの間の時間であり、設定されたステップ値の範囲は人工装具のすべての装着者について等しいことを特徴とする、請求項15に記載の脚用人工装具を制御するための方法。

【請求項17】 前記最大膝角度は 55° と 60° の間であり、前記伸張リードタイムは0.06と0.1秒の間である、請求項16に記載の脚用人工装具を制御するための方法。

【請求項18】 脚用人工装具であって、

双方が膝関節（3）によって接続される腿部（1）および脚下部（2）を含み、前記膝関節（3）は膝関節の運動を制御するための減衰素子（6）を備え、膝の角度を検出するための手段（S1）および人工装具に作用する力を検出するための手段（S4-S7、S8、S8'、S9、S9'）をさらに含み、前記脚用人工装具はさらに、

前記減衰素子（6）を前記膝の角度および前記力の検出値の関数として制御するための制御ユニットを含み、

ステップ期間内において制御パラメータ（P）に対し瞬間的に有効な値各々から始まって、前記制御パラメータ（P）を、前記膝角度および前記力の検出値の

関数として変更することによって、前記制御パラメータ (P') について変更した値と、最適化された歩調のタイプに対応する予め求められ固定された所与の制御パラメータとの差が最小となるようにする調整装置 (10) を特徴とする、脚用人工装具。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本発明は、請求項1の前文に記載の人工膝関節を備えた脚用人工装具、および請求項14の前文に記載の脚用人工装具を制御するための方法に関する。

【0002】

人工装具を用いて歩行するとき、人工装具の脚上部は、歩行中、脚の付け根部分によって前方に動かされる。減衰が適合されなければ、脚下部はその慣性のために非常に大きく折れ曲がり得る。そうなれば、人工装具の装着者は、人工装具がその前方位置に戻るまで待たなければ足を地面に置くことができない。その結果、歩調の様子が不調和になり、タイミング動作が不適切になり、したがって、最適支持特性が悪化するまたはそれに達しない。

【0003】

人工膝関節を備え、気圧または液圧シリンダの形態の減衰素子が揺動位相制御 (swing phase control) のためにいわゆる後退ブレーキとして設けられた、脚用人工装具が知られている。この脚用人工装具は、定置式歩調分析システムを用いて装着者に適合させる。そのためには、人工装具の装着者は、たとえば動いているマシンの上で人工装具を用いた試験歩行を行なう必要があり、整形外科技術者がその歩調の様子について主観的判断を下す。人工装具の装着者の主観的な感覚とともに人工装具の種々の要素を適合させ設定する。この設定は主観的な基準を用いて行なわれるため、設定の結果は不正確なことが多い。加えて、重量、温度または地面の性質といった補足的な修正は考慮されない。

【0004】

さらに、人工膝関節のための既知の減衰素子には、歩調力学の急激な変化に対して十分に速く反応できないという欠点がある。

【0005】

GB 1, 191, 633は、液圧制御ブレーキを備えた人工膝関節を有する脚用人工装具を開示しており、ここでは、鉄コロイド状の液体または別の磁性液が液圧液として用いられる。

【0006】

DE195 21 464 A1は、請求項1の前文に記載の人工膝関節を備える脚用人工装具および請求項14の前文に記載のこうした人工装具を制御するための方法を開示している。この脚用人工装具では、歩調のタイプが変わると、記憶させた基準パターンをそれぞれ適合させることによって、膝ブレーキの制御も変更できる。膝ブレーキを制御するために、平らな地面上での歩行または階段を上るといった種々のタイプの歩調を、特別の制御プログラムそれぞれと関連付ける。歩行中、歩調のタイプを、股関節の筋肉活動を測定して測定値を記憶させた基準値と比較することによって判断し、膝ブレーキを、この歩調のタイプに関連付けられた制御プログラムを用いて制御する。ある歩調のタイプの基準値は、人工装具の装着者各々について予め求めておいたものである。しかしながら、特定の歩調のタイプに関連付けられた制御プログラムに変更はない。

【0007】

しかしながら、既知の脚用人工装具においては、人工装具の制御を、すなわち制御プログラムを、人工装具の装着者に関する状況変化たとえば人工装具または異なる靴の装着者の重量の増加または減少に適合させることや、環境に関する状況変化たとえばでこぼこのある道の平らな地面の上での歩行に適合させることは行なわれない。

【0008】

本発明の目的は、人工膝関節を備える脚用人工装具およびそうした人工装具を制御するための方法を提供することであり、人工装具の最適動作を保証し、動作状況の変化にかかわらず装着者に適合し、さらに、歩調力学の急激な変化に素早く反応する。

【0009】

この目的は、請求項1に記載の脚用人工装具および請求項14に記載のこうした人工装具を制御するための方法によって達成される。本発明のさらなる実施例については従属請求項に記載されている。

【0010】

本発明のさらなる特徴および目的は、図面を参照した実施例の記載から理解されるであろう。

【0011】

具体的には図1を参照すると、脚用人工装具は、腿部1と、脚下部2と、これら2つの部分を接続する膝関節3とを含む。脚下部2は、下部脚管9およびこれに接続された足部5を備える脛骨部4を含む。足部5は、図示されていないが既知の態様で板ばねを含み、地面の上で弾力性のある足の運びが行なえるようにする。腿部1は脚の付け根に接続されるように設計される。

【0012】

膝関節3は、液圧ピストン-シリンダ手段6の形状の減衰素子を含む。ピストン-シリンダ手段6のシリンダ7は脛骨部4に接続され、ピストン-シリンダ手段6のピストンロッド8は膝関節3に接続される。好ましくは、シリンダ7はMR Fシリンダである。このシリンダは磁気流動的液体(MR液)で満たされ、この液は、磁界の影響下で3-5ミリ秒の範囲内で粘性が変化するという性質を有する。この磁気流動的液体は、油中の、マイクロメートルの範囲の磁化可能な粒子の懸濁物からなる。

【0013】

ピストン-シリンダ手段6のピストン8またはシリンダ7はさらに、外部信号により制御可能で、磁気流動的液体に作用するための磁界をもたらすソレノイドを含む。

【0014】

脚用人工装具はさらに、運動および力を測定するための多数のセンサを含む。膝関節3では、膝の角度を検出するための膝角度センサS1が設けられる。脛骨部4には、任意として加速度検出器が設けられる。前に配置された加速度センサS2は、伝搬の方向における加速度を測定するものとされ、横に配置された加速度センサS3は伝搬の方向に垂直な加速度を測定するものとされる。これらの加速度センサとしては、車両技術で既知のもののような通常の加速度センサを用いることができる。

【0015】

人工装具に作用する力を測定するために、1つ以上の力センサが設けられる。図1に示した実施例に従うと、力センサS4-S7は足の裏の領域に設けられる

。力センサ S 4 は爪先領域に配置され、力センサ S 5 および S 6 は足の指球 (ball, Fussballenbereich) 領域に配置され、力センサ S 7 は踵領域に配置される。これらのセンサとしては、圧縮ばねに基づくセンサのような通常のカセンサを用いることができる。カセンサは、導入された力についての情報をもたらし、直立相と揺動相とを区別できるようにする。

【0016】

図 2 a および 2 b は、脚用人工装具の好ましい実施例を示し、カセンサ S 8 および S 8' が脚下部管 9 に設けられている。たとえば、これらカセンサはひずみゲージセンサである。脚用人工装具の動作位置において、カセンサ S 8 は横方向の内側または外側に設けられ、人工装具に作用する総力を検出する。脚用人工装具の動作位置において、カセンサ S 8' は前側または後側に設けられ、脚下部管で発生した屈曲を検出する。

【0017】

図 3 a および 3 b において、脚用人工装具のさらなる好ましい実施例が示され、前述の実施例の代替例として、カセンサ S 9 および S 9' が総力および横方向 (屈曲) の力をそれぞれ測定するために脛骨部 4 に一体化される。好ましくは、カセンサ S 9 および S 9' は、脛骨部 4 の炭素繊維支持材料に埋込まれたひずみゲージタイプのセンサとして形成される。脚用人工装具の動作位置において、センサ S 9 および S 9' は、センサ S 9 が横方向の内側または外側に設けられセンサ S 9' が後側または前側に設けられるように、すなわち図 2 a および 2 b に従う実施例と同様に配置される。

【0018】

足部 5 のカセンサの配置と比較して、脚下部管 9 または脛骨部 4 におけるカセンサの配置には、必要であれば異なる足部を用いることができ、足部のデータを人工装具の制御ユニットに伝達するための不便なワイヤがないという利点がある。

【0019】

センサ S 1 - S 7 の、ならびに、S 1 および S 8、S 8' のまたは S 9、S 9' の信号出力は、制御および調整ユニット 10 の 1 つ以上の入力 E に接続される

。好ましくは、制御および調整ユニット10は、図2bおよび3bに記載したように脛骨部4に統合される。加えて、バッテリー11が脛骨部4にまたは脚下部管9に統合されて、制御および調整ユニット10に電力を供給する。制御ユニットは、CPUおよびデータメモリを含む。データメモリにおいて、センサから入来する信号を処理するためかつ1つ以上の出力信号を発生するためのアルゴリズムを有するプログラムが与えられる。制御ユニット10の信号出力Aは、ピストン-シリンダ手段6に接続され、具体的には、ピストンに設けられたソレノイドに接続される。

【0020】

制御および調整ユニット10の構成は図4に示され、以下でより詳細に説明する。センサが生成する信号を処理するための構成要素は、回路板20に配置される。回路板20はインターフェイス21を含み、ここで、膝の角度、総力、または地面の反発力、および屈曲の力に従い、センサが検出した信号が与えられる。さらなる実施例では、加速度センサの信号を投入することもできる。インターフェイス21は、信号の増幅といった前処理が行なわれ膝の角速度が計算されるように形成される。加えて、電子回路22が回路板20に設けられ、この回路は、プログラムメモリを備えるマイクロコントローラ23と、作業およびパラメータメモリ24と、電源25と、アナログ-デジタル変換器26と、ピストン-シリンダ手段6のインターフェイスとしてのインターフェイス27とを含む。任意として、リアルタイムクロック28およびSIOインターフェイス29が設けられる。回路の個々の構成要素間に対応する接続線が設けられる。インターフェイス21において前処理された「膝の角度、膝の角速度、総力、および屈曲力」信号は、アナログ-デジタル変換器26に与えられ、生成されたデジタル信号はマイクロコントローラ23に与えられる。マイクロコントローラ23では、信号の予め定められた処理のためのアルゴリズムが記憶されている。マイクロコントローラから出力された信号は、インターフェイス27に与えられ、ピストン-シリンダ手段の制御のために出力される。

【0021】

作業およびパラメータメモリ24ならびにマイクロコントローラ23のプログ

ラムメモリにおいて、以下のデータが記憶される。

【0022】

a) 図6に示され、膝の角度を1歩（ステップ）の時間についての時間の関数として示す、膝角度基準曲線。この膝角度基準曲線は、直立相および揺動相からなり、直立相は、足を指球のまわりで回転させながら踵を地面の上に載せることを含む、膝関節の屈曲が始まるまでの時間であり、揺動相は、踵を再び地面に載せるまでの膝関節の屈曲および伸展を含む。膝角度基準曲線は、足の運びの最適動作を示しており、膝角度の値は経験的に求められたものである。膝角度基準曲線は、人工装具の装着者すべてについて同じである。好ましくは、膝角度基準曲線は、1歩（ステップ）の時間が1秒というように、正規化された形態で記憶される。

【0023】

特別な場合として水平方向に歩くことを含む斜面上の歩行といった各タイプの歩調に対し、または、階段を上ることに対し、人工装具の装着者が誰であっても同じであるこのような膝角度基準曲線が記憶される。

【0024】

b) 異なる歩調速度に対する最大膝角度の割当。経験的な歩調速度に関する最大膝角度の離散値が、人工装具の各装着者に対し前もって経験に基づいて求められ、または、こうした離散値が、現在人工装具を装着している人物がわからないまま単に与えられる。補間法によって中間値を得ることができる。

【0025】

c) 異なる歩調速度それぞれに対しピストン-シリンダ手段を制御するための制御パラメータP。制御パラメータは、伸展についての減衰利得の測定値である伸展減衰利得ファクタE_dと、屈曲についての減衰利得の測定値である屈曲減衰利得ファクタF_dとを含む。これらの制御パラメータPは、異なる歩調速度に対し、人工装具の各装着者について予め経験的に歩調分析を用いて求められ、または、人工装具の特定の装着者にまだ適合されていない、ピストン-シリンダ手段を制御するための開始値として単に与えられている。

【0026】

図5を参照して、ピストン-シリンダ手段の記憶および調整のためにマイクロコントローラ23に記憶された予め定められたアルゴリズムについて説明する。このアルゴリズムは、本発明に従う、脚用人工装具の制御ユニットを制御および調整するための方法を構成する。

【0027】

膝の角度、膝の角速度、総力および屈曲力についてアナログ-デジタル変換器26から出力されたデジタル信号に基づき、ステップ(1)で求められるステップ値は、このステップ(1歩)についての最大膝角度に対応する最大屈曲角度、伸展の停止と踵の着地との間の時間である伸張リードタイム、直立時間、およびステップ時間である。

【0028】

これらのステップ値に基づき、最大屈曲角度および伸張リードタイムが実際のステップ値として求められる。

【0029】

同時に、ステップ(1)で、推定のステップ速度が求められる。たとえば、これは、力が導入され最初に膝角度が変化してから完全に地面から離れるまでの時間である始動時間を導入膝角度と組合せることによって行なわれる。代替例として、ステップ速度は、好ましくは約20°である予め定められた屈曲角度での膝の角速度を求めることによって求められ、この角度では脚は完全に地面から離れている。

【0030】

ステップ(2)で、実際のステップ値が設定されたステップ値と比較される。設定されたステップ値は、最適の人工装具についての歩調分析により経験的に求められたステップ値であり、自然な歩調動作を行なえるように設定されたもので、人工装具のすべての装着者について同じである。具体的に、設定されたステップ値は以下のとおりである。

【0031】

最大膝角度は、好ましくは55°から60°である。伸張リードタイムは、好ましくは0.06から0.1秒の範囲にある。特定の歩調のタイプに対し設定さ

れたステップ値は、このタイプの歩調についての膝角度基準曲線から求められたステップ値に対応する。したがって、設定されたステップ値は、基本的な形状および時間の流れを含み、絶対値を含まない。

【0032】

ステップ（3）において、求められたステップ速度について、設定されたステップ値と実際のステップ値との差の組合せが、制御パラメータPの訂正ファクタを求めるために、予め定められた態様で行なわれる。

【0033】

a) 実際の最大屈曲角度が、設定された膝角度の範囲内であれば、訂正は不要である。実際の最大屈曲角度が、設定された膝角度よりも大きいまたは小さければ、屈曲減衰利得ファクタ F_d をそれぞれ増大および減少させなければならない。

【0034】

b) 実際の伸張リードタイムが、設定された伸張リードタイムの範囲内であれば、訂正は不要である。実際の伸張リードタイムが、設定された伸張リードタイムよりも長いまたは短ければ、伸展減衰利得ファクタ E_d をそれぞれ増大および減少させなければならない。

【0035】

c) 残りの時間が2秒よりも長ければ、このステップは制御パラメータの再調整に含まれない。なぜならこれは歩行するときの始動または停止を特徴付けているからである。

【0036】

訂正ファクタの増大または減少の程度は、モジュラスにおいて一定にできる、すなわち、実際のステップ値と設定されたステップ値との差の量とは無関係である、または、実際のステップ値と設定されたステップ値との差に依存し得る。

【0037】

ステップ（4）において、制御パラメータPが、ピストン-シリンダ手段を、推定されたステップ速度の、ならびに、作業およびプログラムメモリ24に記憶された最大膝角度について対応する値の関数として制御するために選択される。

ステップ（３）の結果に従い、制御パラメータ P は訂正ファクタと組合され、したがって、対応する速度についてメモリに記憶された、経験的に求められた当初の制御パラメータ P に関して再調整される。このようにして、訂正された実際の制御パラメータ P' が現時点で有効な値として再びメモリに記憶され、後続の再調整のためのステップにおいては開始点として用いられる。

【0038】

ピストン－シリンダ手段の実際のレベル制御を行なうアルゴリズムの一部について以下で説明する。

【0039】

実際の制御パラメータ P' は、屈曲および伸展それぞれを制御するために用いられる。すなわち、基本的な減衰と最大の減衰との間のピストン－シリンダ手段の減衰またはブレーキ値の明確な設定が行なえるようにする。ピストン－シリンダ手段の制御は、膝角度基準曲線については固定的に行なわれる。計算され訂正された制御パラメータ P' が有効になると考えられるときを求めるために、膝角度基準曲線は、推定されたステップ速度に応じて作成される。屈曲を制御するときには最大屈曲角度および屈曲時間が適合され、伸展を制御するときには得られた最大屈曲角度および必要な屈曲時間に対する適合が行なわれる。屈曲制御は、停止したときと最大膝角度に達したときとの時間間隔においてのみ行なわれる。この時間間隔内で次の膝角度位置に達するために、実際の膝の角速度と必要な速度との差が確定される。実際の膝の角速度が大きすぎれば、減衰を行なわねばならない。屈曲の場合、減衰は、速度の差と屈曲減衰利得ファクタを掛け合わせたものに等しい。伸展の場合、減衰は、速度の差と伸展減衰利得ファクタを掛け合わせたものに等しい。実際の速度が小さすぎれば、減衰は行なわれない。

【0040】

図5からわかるように、推定ステップ速度を求めるステップ（１）の一部ステップと、後続の、ピストン－シリンダ手段の制御を行なうステップ（４）とが、制御面を構成する。ステップ値を求めるステップ（１）の一部は、ステップ（２）および（３）とともに調整面を構成する。

【0041】

アルゴリズムを通した制御および調整は、直立相の強化も含む。このために、「総力」および「屈曲力」信号が用いられる。地面を踏む間隔において、総力が増し踵領域で屈曲が生じた場合、または、膝角度が増し総力が足に作用する一方で屈曲力が足の前領域になれば、ブレーキが100%作動する。すなわち、屈曲はこれ以上行なわれない。しかしながら、屈曲力が足の前領域にあればブレーキは作用しない。

【0042】

特別の状況の制御は、「階段を上る」、「つまずく」、および「倒れる」制御を含む。傾斜面上での歩行は、伸展または屈曲として扱われる。「階段を上る」という特別な状況に対し、別個の経験値すなわち特別の膝角度基準曲線がある。「つまずく」および「倒れる」または「ぶつかる」といった特別の状況については、直立相の強化が行なわれる。

【0043】

動作において、脚用人工装具の制御は以下の様に作用する。膝角度および力センサの測定データが、制御ユニット10に与えられる。制御ユニット10は、制御信号を生成し測定データの関数としてピストン-シリンダ手段に送る。ソレノイドは、測定データの関数として、規定された磁界を生成し、シリンダ7内の磁気流動的液体の粘度の特定の変化を生じさせる。粘度を変えることによって、ピストン8のシリンダ7内への浸透の深さ、つまり減衰を、それに応じて制御することができる。減衰の変化は約3から5ミリ秒内で生じる。これは、減衰を後退ブレーキとして用いるときに特に有利である。人工装具の装着者がつまずいたときは、減衰はこのように即時に発生し、脚下部が一緒に折れ曲がるのを早期に防止することができる。

【0044】

上記のように、制御ユニット、センサ、および減衰素子は、フィードバック制御回路において相互に接続される、すなわち、減衰は、制御パラメータPについての所与の値に基づき減衰を設定するために制御パラメータPを再調整することによって、歩行中に設定される。これには、従来の人工装具制御と比較して、人工装具の関数の設定が、人工装具の装着者の自然な歩調動作の関数として直接行

なわれるという利点がある。

【0045】

特に、先に述べたアルゴリズムを用いた上記脚用人工装具には、人工装具の装着者について以前に求められた複数の歩調動作から規定の歩調動作を選択することによってこの人工装具が制御されるのではなく、規定の歩調動作について予め定められた値の再調整が行なわれるという利点がある。したがって、人工装具は瞬間的な歩調動作に柔軟に適合し、ほぼ自然な歩調が可能である。加えて、異なる速度について制御パラメータを再調整することにより、人工装具の制御を、人工装具の装着者の体重変化または異なる足部もしくは異なる靴を用いるといった修正された状況に適合させることができる。

【0046】

実施例の変形が考えられる。上記よりも多いまたは少ないセンサを設けてもよい。

【0047】

シリンダ内で軸方向に転置できるピストンを有するピストン—シリンダ手段の代わりに、回転ピストンを有するピストン—シリンダ手段を用いてもよく、このピストンは、磁気流動的液体の粘度の関数としてシリンダにおける特定の抵抗にさらされるブレードを備えるものでもよい。この場合、ピストンロッドは膝関節の回転軸に接続される。

【0048】

それにもかかわらず、本発明は減衰素子として磁気流動的液体を有する液圧シリンダを備えた脚用人工装具に限定されない。むしろ、通常の液圧シリンダを用いてもよく、ここでは減衰をチャンバ間のバイパス管を用いて調整できる。この場合、バルブの開口部をステップモータで制御することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 揺動相制御および後退ブレーキを備えた人工膝関節を有する脚用人工装具の第1の実施例の概略図である。

【図2a】 第2の実施例における脚用人工装具の側面図である。

【図2b】 図2aの脚用人工装具の正面図である。

【図3 a】 脚用人工装具の第3の実施例の側面図である。

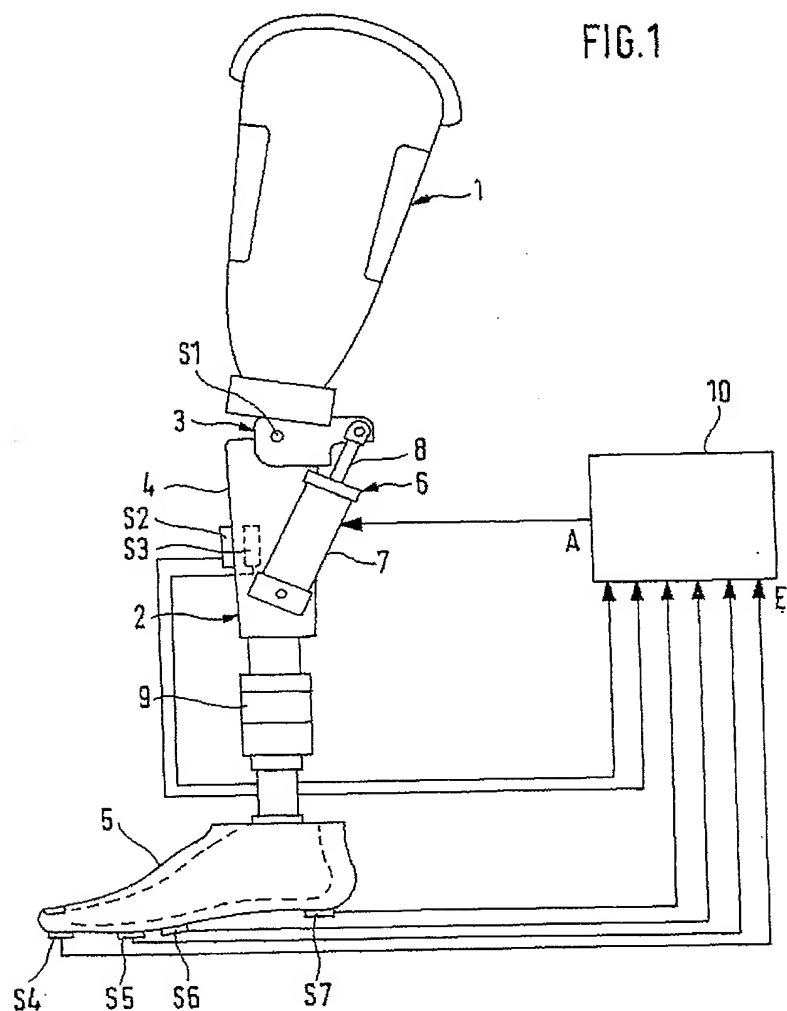
【図3 b】 図3 aの脚用人工装具の正面図である。

【図4】 本発明に従う脚用人工装具のための制御および調整装置の概略図である。

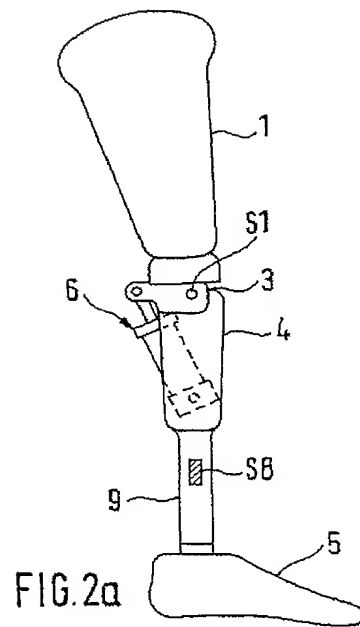
【図5】 本発明に従う脚用人工装具のための制御および調整の動作を示す図である。

【図6】 膝の角度をステップ時間の関数として表わした曲線である。

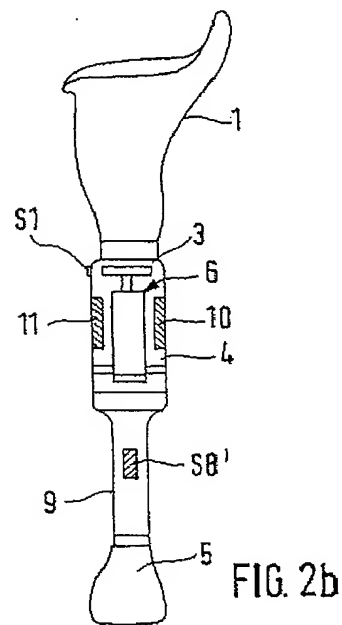
【図1】



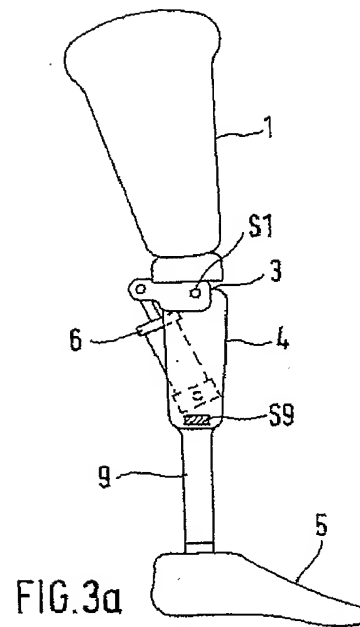
【図2a】



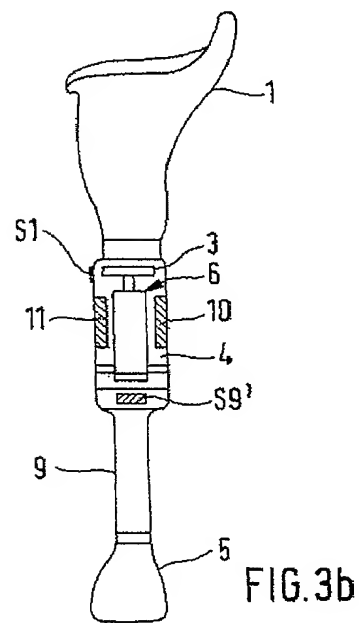
【図2b】



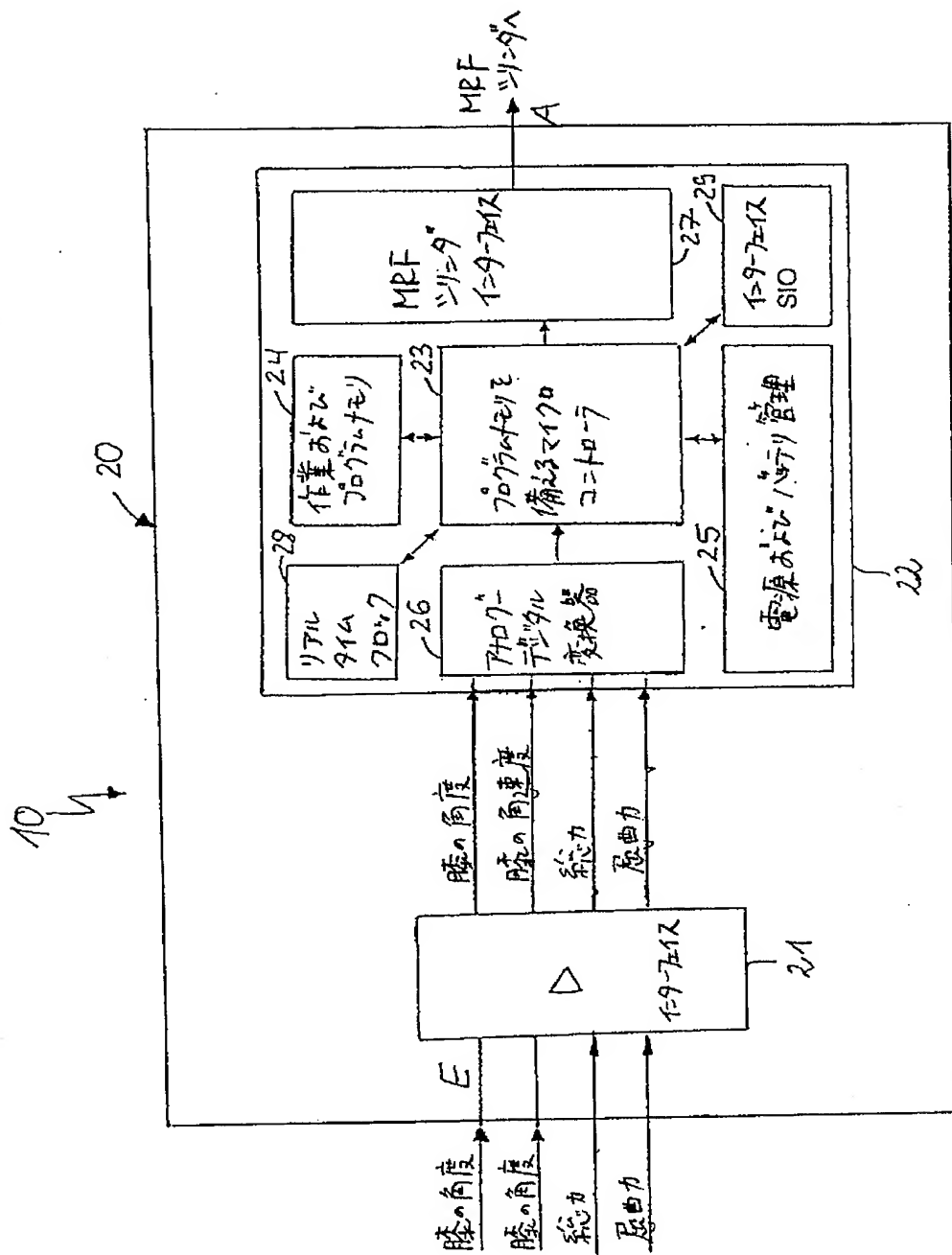
【図3 a】



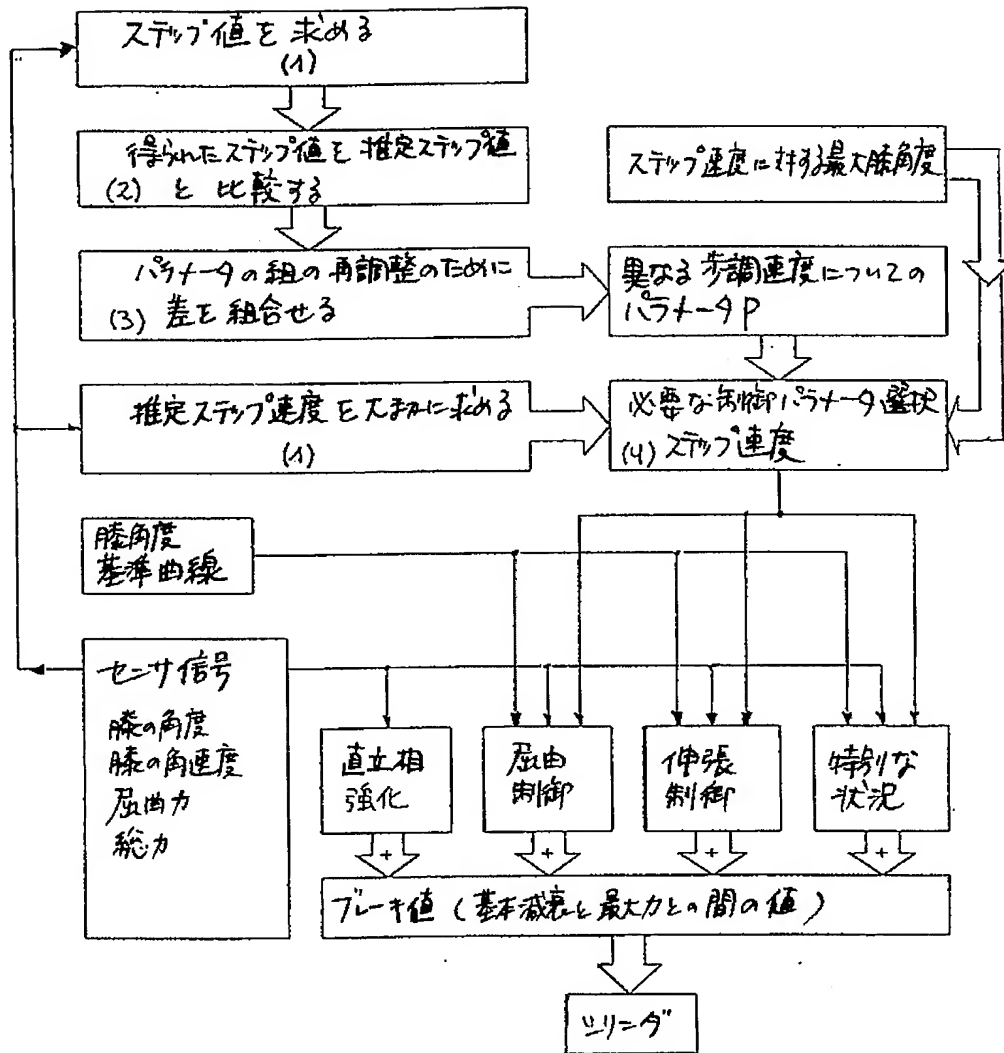
【図3 b】



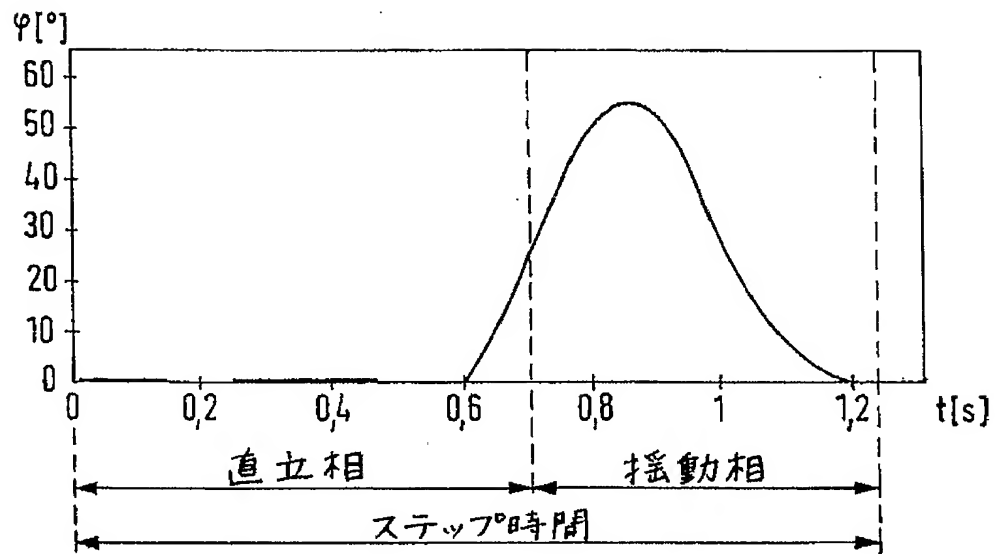
【図4】



【図5】



【図6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Appl. No. PCT/EP 99/10280	
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61F2/64	
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC	
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61F	
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched	
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)	
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT	
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages Relevant to claim No.
P, X	DE 197 54 690 A (BIEDERMANN MOTECH GMBH) 1 July 1999 (1999-07-01) column 1, line 53 - column 3, line 4; claim 7; figure 1
X	EP 0 549 855 A (BOCK ORTHOPAED IND) 7 July 1993 (1993-07-07) page 3, line 5 - line 23 page 4, line 49 - page 5, line 23 page 6, line 34 - page 7, line 29 page 9, line 25 - line 38; claim 11; figures 4, 4A
A	1, 8, 9, 13, 14, 18 1-3, 9, 13, 14, 18, 4, 16
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.	
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family	
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
2 March 2000	06/04/2000
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. St 851 spork, Fax (+31-70) 340-3016	Authorized officer Arjona Lopez, G

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Patent Application No.
PCT/EP 99/10280

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ARAI K I ET AL: "IRON LOSS OF TERTIARY RECRYSTALLIZED SILICON STEEL" IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, US, IEEE INC. NEW YORK, vol. 25, no. 5, 1 September 1989 (1989-09-01), pages 3949-3954, XP000069254 ISSN: 0018-9454	1,2,9, 14,18
A	the whole document	10,11
X	EP 0 628 296 A (BLATCHFORD & SONS LTD) 14 December 1994 (1994-12-14) column 2, line 14 - line 31 column 5, line 47 - column 7, line 41 column 12, line 26 - line 39 column 13, line 1 - line 17 column 14, line 1 - line 18; figures 1,3	13,14
A	FR 2 623 086 A (ADCRO SECTION CERAVAL) 19 May 1989 (1989-05-19) page 2, line 1 - page 3, line 10; figures 1,2	
E	WO 99 44547 A (BLATCHFORD & SONS LTD ; SYKES ANDREW JOHN (GB); ZAHEDI MIR SAEED (G) 10 September 1999 (1999-09-10) abstract; figure 1	1,14,18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. Appl. No.
PCT/EP 99/10280

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 19754690 A	01-07-1999	WO 9929272 A EP 0957838 A	17-06-1999 24-11-1999
EP 0549855 A	07-07-1993	CA 2057108 A,C US 5383939 A AT 135901 T CN 1074109 A DE 69209476 D DE 69209476 T ES 2086034 T GR 3019678 T JP 5212070 A US 5571205 A DK 549855 T KR 176977 B RU 2089138 C	06-06-1993 24-01-1995 15-04-1996 14-07-1993 02-05-1996 02-01-1997 16-06-1996 31-07-1996 24-08-1993 05-11-1993 22-04-1996 01-04-1999 10-09-1997
EP 0628296 A	14-12-1994	DE 69415397 D DE 69415397 T GB 2280609 A,B US 5893891 A	04-02-1999 12-05-1999 08-02-1995 13-04-1999
FR 2623086 A	19-05-1989	NONE	
WO 9944547 A	10-09-1999	AU 3264399 A GB 2334891 A	20-09-1999 08-09-1999

フロントページの続き

- (72)発明者 マティス, ビルフリート
ドイツ連邦共和国、デー79367 バイス
パイル、ミューレンシュトラッセ、11
- (72)発明者 シュルツ, クリスチャン
ドイツ連邦共和国、デー09648 ミット
バイダ、アルベルト・シュバイツァー・シ
ュトラッセ、4
- Fターム(参考) 4C097 TA06 TB01 TB05



US006755870B1

(12) **United States Patent**
Biedermann et al.

(10) **Patent No.:** **US 6,755,870 B1**
(45) **Date of Patent:** **Jun. 29, 2004**

(54) **LEG PROSTHESIS WITH AN ARTIFICIAL KNEE JOINT AND METHOD FOR CONTROLLING A LEG PROSTHESIS**

(75) Inventors: **Lutz Biedermann**, VS-Villingen (DE);
Wilfried Matthis, Weiswell (DE);
Christian Schulz, Mittweida (DE)

(73) Assignee: **Biedermann Motech GmbH**,
VS-Schwenningen (DE)

(*) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 0 days.

(21) Appl. No.: **09/622,754**

(22) PCT Filed: **Dec. 22, 1999**

(86) PCT No.: **PCT/EP99/10280**

§ 371 (c)(1),

(2), (4) Date: **Aug. 21, 2000**

(87) PCT Pub. No.: **WO00/38599**

PCT Pub. Date: **Jul. 6, 2000**

(30) **Foreign Application Priority Data**

Dec. 24, 1998 (DE) 198 59 931

(51) **Int. Cl.**⁷ **A61F 2/48**

(52) **U.S. Cl.** **623/24**

(58) **Field of Search** 623/24, 26, 27,
623/43, 44, 45, 46

(56) **References Cited**

U.S. PATENT DOCUMENTS

5,383,939 A * 1/1995 James 188/317

5,888,212 A * 3/1999 Petrofsky et al. 623/24

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

DE 39 09 672 C2 10/1989

DE	69209476 T2	3/1996	
DE	19521464 A1	3/1997	
DE	19754690 A1	7/1999	
EP	0 549 855 A2	7/1993	
EP	0 628 296 A2	12/1994	
FR	2 623 086	5/1989	
GB	1191633	5/1970	
GB	WO9822727 *	5/1998 F16F/9/53
WO	WO 99/44547	9/1999	

OTHER PUBLICATIONS

H. Dietl, et al.; "Der Einsatz von Elektronik bei Prothesen zur Versorgung der unteren Extremität"; Med. Orth. Tech.; 117 (1997) pp. 31–35.

R. Kaitan; "Die Verwendung von Mikrocontrollern in der Prothetik"; Med. Orth. Tech. 117 (1997) pp. 26–30.

Arai, K.I., et al., "Iron Loss of Tertiary Recrystallized Silicon Steel (Invited)", IEEE Transactions on Magnetics, pp. 3949–3954 (1989).

* cited by examiner

Primary Examiner—David J. Isabella

Assistant Examiner—William H Matthews

(74) *Attorney, Agent, or Firm*—George W. Neuner; Edwards & Angell, LLP

(57) **ABSTRACT**

There is provided a leg prosthesis, comprising a thigh portion (1) and a lower leg portion (2) both being connected by a knee joint (3), said knee joint (3) comprising a damping element (6) for controlling the knee joint movement, and means (S1) for detecting the knee angle and means (S4–S7; S8, S8', S9, S9') for detecting the force acting on the prosthesis; and a control unit for controlling said damping element (6) as a function of the detected values of said knee angle and said force; and an adjustment device (10) adjusting the control of said damping element according to the type of gait and as a function of detected values of said knee angle and said force.

19 Claims, 5 Drawing Sheets

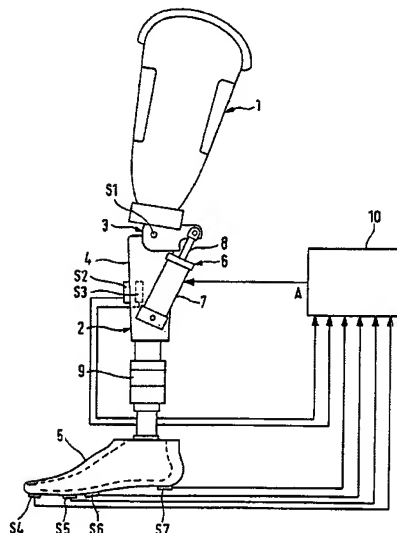
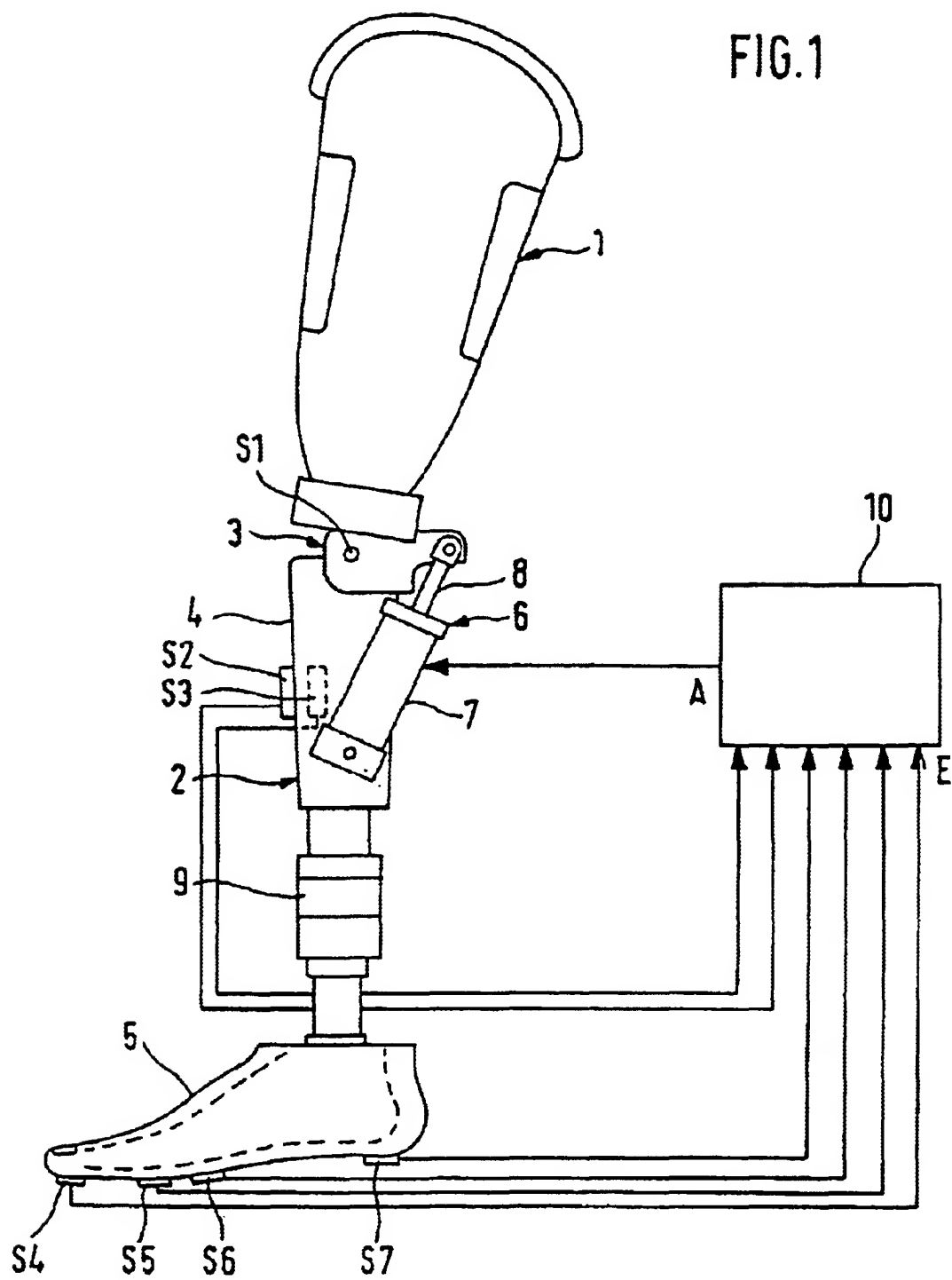
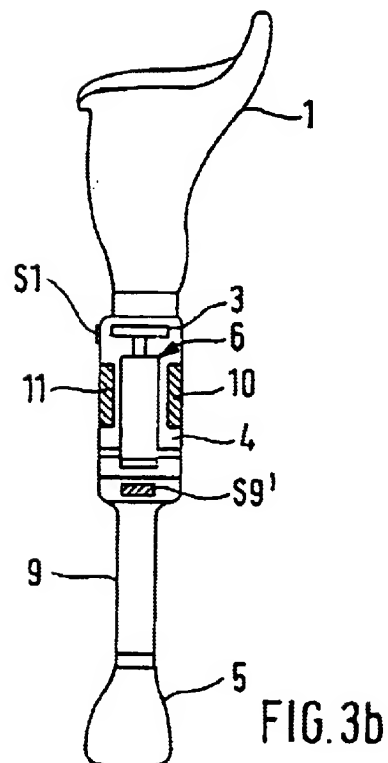
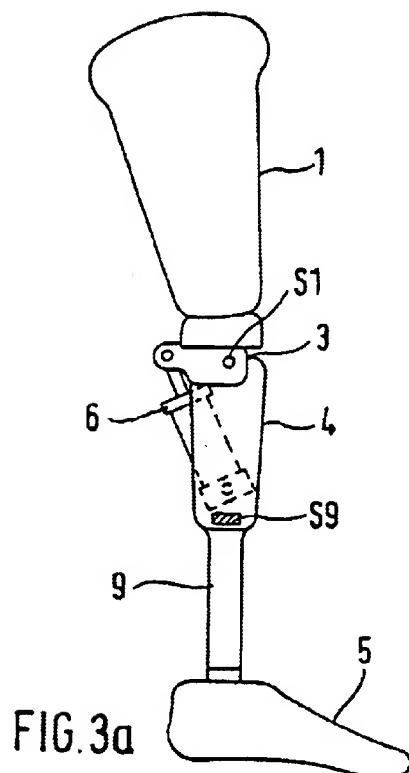
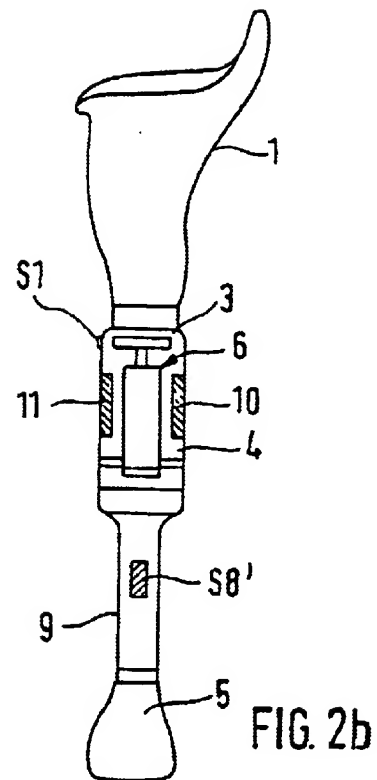
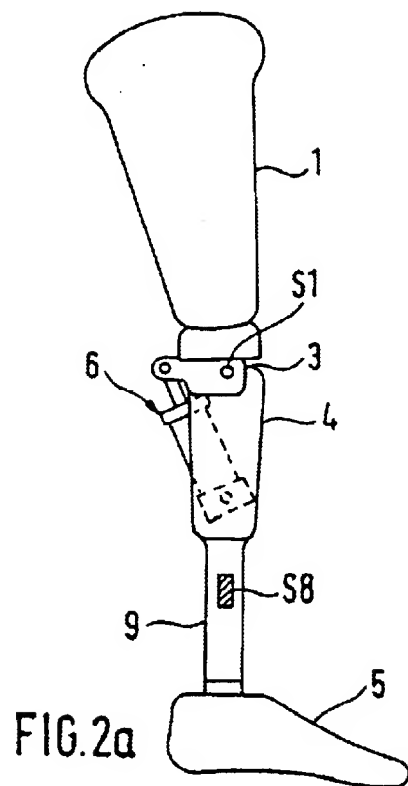


FIG. 1





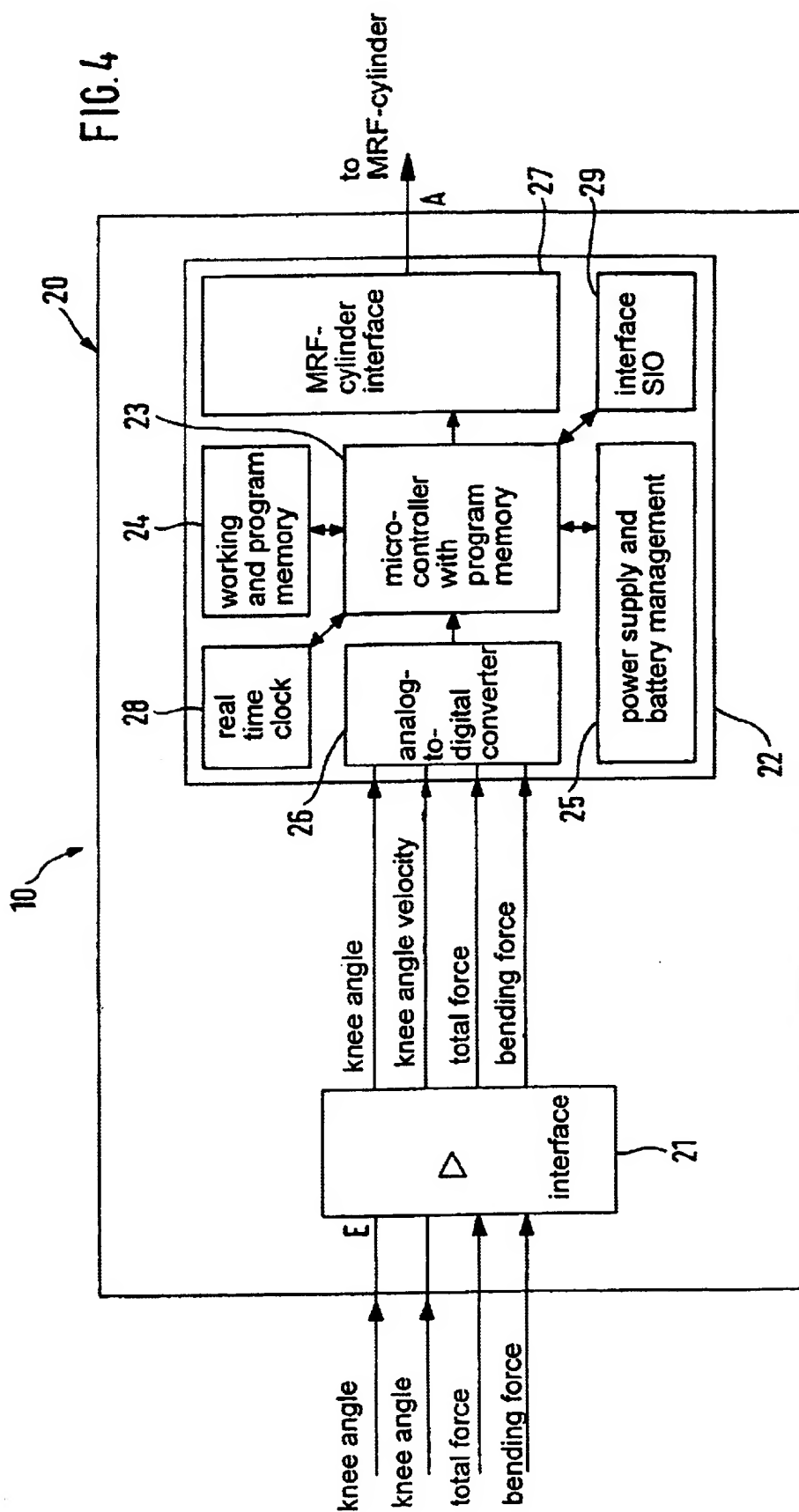
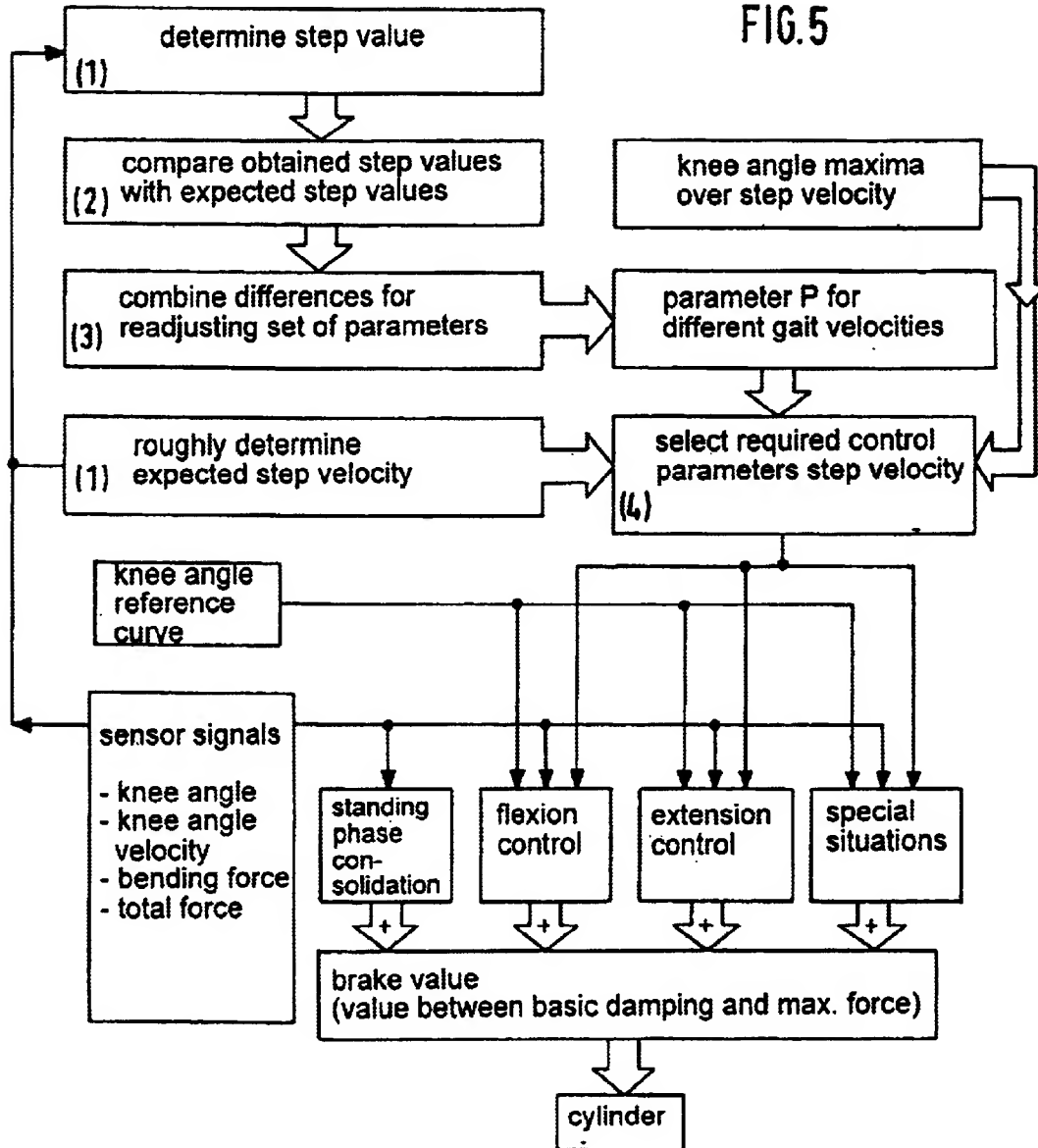


FIG. 5



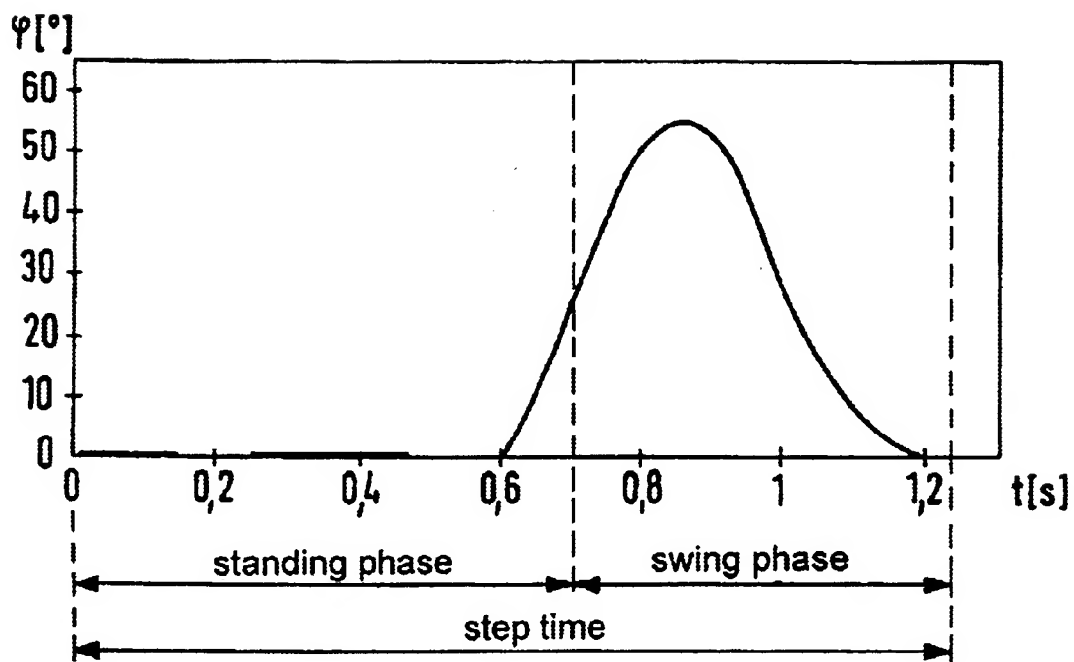


FIG.6

1

LEG PROSTHESIS WITH AN ARTIFICIAL KNEE JOINT AND METHOD FOR CONTROLLING A LEG PROSTHESIS

The invention relates to a leg prosthesis with an artificial knee joint according to the preamble of claim 1 and a method for controlling a leg prosthesis according to the preamble of claim 14.

When walking with a prosthesis, the prosthesis upper leg is moved by the leg stump in a forward direction during the walking. If the damping is not adapted, due to its inertia, the lower leg may be angled to a very large extent. The person wearing the prosthesis then has to wait until the prosthesis has moved back to its forward position before being able to place its foot on the ground. This results in unharmonic gait appearance, inappropriate timing performance and thus poor or less than optimal support properties.

There are known leg prostheses with an artificial knee joint where a damping element in the form of a pneumatic or hydraulic cylinder is provided for swing phase control and as a so-called fall back brake. The adaptation of the leg prosthesis to the person carrying it is achieved using a stationary gait analysis system. To this end, the person wearing the prosthesis has to perform a test walk with the prosthesis, e.g. on a running machine, with an orthopedic technician then providing a subjective judgement of the gait appearance. Together with the subjective feelings of the person wearing the prosthesis, the various components of the prosthesis are then adapted and set. Very often, the result of the setting is inaccurate, since the setting is carried out using subjective criteria. In addition, supplementary modifications such as weight, temperatures or the nature of the ground are not taken into consideration.

Further, the known damping elements for artificial knee joints have the drawback of not being able to respond fast enough to an abrupt change of the gait dynamics.

GB 1,191,633 discloses a leg prosthesis having an artificial knee joint with a hydraulically controlled brake, where a ferro-colloidal liquid or another magnetic liquid are used as the hydraulic liquid.

DE 195 21 464 A1 discloses a leg prosthesis having an artificial knee joint according to the preamble of claim 1 and a method for controlling such prosthesis according to the preamble of claim 14. In this leg prosthesis, when the type of gait is changed, the control of the knee brake can also be changed using a respective adaptation of a stored reference pattern. To various types of gait such as walking on flat ground or climbing stairs is associated a special control program, respectively, for controlling the knee brake. During the walking, the type of gait is determined by measuring the hip joint muscular activity and comparing the measured values with stored reference values, and the knee brake is controlled with the control program associated to this type of gait. The reference values for a type of gait are determined beforehand for each person wearing the prosthesis. However, there is no change of a control program associated to a specific type of gait.

In the known leg prosthesis, however, there is the problem that an adaptation of the prosthesis control, i.e. of the control programs, to changing circumstances with respect to the person wearing the prosthesis, such as gain or loss of weight of the person wearing the prosthesis or wearing different shoes, or with respect to the surroundings such as walking on flat ground on a bumpy path, is not carried out.

It is an object of the invention to provide a leg prosthesis having an artificial knee joint and a method for controlling such prosthesis, guaranteeing an optimum operation of the

2

prosthesis and adapted to the person wearing it irrespective of changing operational circumstances as well as a fast reaction to abrupt changes in gait dynamics.

This object is achieved by a leg prosthesis according to claim 1 and by a method according to claim 14 for controlling such prosthesis. Further embodiments of the invention are presented in the dependent claims.

Additional features and purposes of the invention will be understood from the description of embodiments with reference to the figures where:

FIG. 1 is a schematic representation of a first embodiment of a leg prosthesis having an artificial knee joint with swing phase control and a fall back brake;

FIG. 2(a) is a lateral view of a leg prosthesis in a second embodiment;

FIG. 2(b) is a front view of the leg prosthesis of FIG. 2(a);

FIG. 3(a) is a lateral view of a third embodiment of a leg prosthesis;

FIG. 3(b) is a front view of the leg prosthesis of FIG. 3(a);

FIG. 4 is a schematic representation of a control and adjustment device for the leg prosthesis according to the invention;

FIG. 5 is a diagram for illustrating the operation of the control and the adjustment for the leg prosthesis according to the invention; and

FIG. 6 is a curve representing the knee angle as a function of time for a step.

Referring in particular to FIG. 1, the leg prosthesis comprises a thigh portion 1 and a lower leg portion 2 as well as a knee joint 3 connecting the two portions. The lower leg portion 2 comprises a shin-bone part 4 having a lower leg tube 9 and a foot part 5 connected therewith. The foot part 5 comprises a leaf spring in a known fashion, not shown in the figure, permitting resilient stepping on the ground. The thigh portion 1 is designed to be connected to the leg stump.

The knee joint 3 comprises a damping element in the form of a hydraulic piston-cylinder means 6. The cylinder 7 of the piston-cylinder means 6 is connected to the shin-bone part 4 and the piston rod 8 of the piston-cylinder means 6 is connected to the knee joint 3. Preferably, the cylinder 7 is an MRF-cylinder. This cylinder is filled with a magneto-rheological liquid (MR-liquid) having the property of changing its viscosity within a range of 3 to 5 milliseconds under the influence of a magnetic field. The magneto-rheological liquid consists of a suspension of magnetizable particles in the micrometer range in an oil.

The piston 8 or the cylinder 7 of the piston-cylinder means 6 further comprises a solenoid which can be controlled by an external signal and which provides the magnetic field for acting on the magneto-rheological liquid.

The leg prosthesis further comprises a number of sensors for measuring motion and force. In the knee joint 3, there is provided a knee angle sensor S1 for detecting the knee angle. At the shin-bone part 4, acceleration detectors are optionally provided. A frontally arranged acceleration sensor S2 is supposed to measure the acceleration in the direction of propagation, a laterally arranged acceleration sensor S3 is supposed to measure the acceleration perpendicular to the direction of propagation. As these acceleration sensors, regular acceleration sensors such as those known from automotive technology, may be used.

For measuring the force acting on the prosthesis, one or more force sensors are provided. According to the embodiment shown in FIG. 1, force sensors S4 to S7 are provided in the region of the sole of the foot. The force sensor S4 is

3

arranged in the toe region, the force sensors S5 and S6 are arranged in the bale region, and a force sensor S7 is arranged in the heel region. As these sensors, regular force sensors such as those based on a compression spring, may be used. The force sensors provide information for the introduced

FIGS. 2(a) and 2(b) show a preferred embodiment of the leg prosthesis where force sensors S8 and S8' are provided at the lower leg tube 9. For example, the force sensors are strain gauge sensors. In the operating position of the leg prosthesis, the force sensor S8 is provided laterally either inside or outside and detects the total force acting on the prosthesis. In the operating position of the leg prosthesis, the force sensor S8' is provided at the front or at the rear side and detects the bending occurring at the lower leg tube.

In FIGS. 3(a) and 3(b), a further preferred embodiment of the leg prosthesis is shown where, as an alternative to the previously described embodiment, force sensors S9 and S9' are integrated in the shin-bone part 4 for measuring the total force and the lateral (bending) force, respectively. Preferably, the force sensors S9, S9' are formed as strain gauge type sensors embedded into the carbon fiber support material of the shin-bone part 4. The arrangement of the sensors S9 and S9' in the operation position of the leg prosthesis is such that the sensor S9 is provided laterally either at the inside or at the outside and the sensor S9' at the rear side or the front side, i.e. analogous to the embodiment according to FIGS. 2(a) and 2(b).

Compared to the arrangement of force sensors in the foot part 5, the arrangement of the force sensors in the lower leg tube 9 or in the shin-bone part 4 has the advantage that different foot parts may be used, if required, and that no inconvenient wires for transferring data to the foot part to the control unit of the prosthesis are present.

The signal outputs of sensors S1 to S7 and of S1 and S8, 8' or S9, 9' are connected to one or more inputs E of a control and adjustment unit 10. Preferably, the control and adjustment unit 10 is integrated in the shin-bone part 4, as described in FIGS. 2(b) and 3(b). In addition, a battery 11 is integrated in the shin-bone part 4 or in the lower leg tube 9, providing power to the control and adjustment unit 10. The control unit comprises a CPU and a data memory. In the data memory, a program having an algorithm for processing the incoming signals from the sensors and for generating one or more output signals is provided. A signal output A of the control unit 10 is connected to the piston-cylinder means 6 and in particular to the solenoid provided in the piston.

The configuration of the control and adjustment unit 10 can be seen from FIG. 4 and will be described in more detail. The components for processing the signals generated by the sensors are arranged on a circuit board 20. The circuit board 20 comprises an interface 21 where the signals detected by the sensors are applied in accordance with the knee angle, the total force or the ground reaction force and the bending force. In a further embodiment, the signals of the acceleration sensors can also be entered. The interface 21 is formed such that preprocessing such as amplification of the signals occurs and a knee angular velocity is calculated. In addition, an electronic circuit 22 is provided on the circuit board 20, which circuit comprises a micro-controller 23 having a program memory, a working and parameter memory 24, a power supply 25, an analog-to-digital converter 26 and an interface 27 as the interface for the piston-cylinder means 6. Optionally, a real time clock 28 and an SIO-interface 29 are provided. There are provided corresponding connecting lines between the individual components of the circuit. The

4

signals "knee angle, knee angular velocity, total force and bending force" preprocessed in the interface 21 are fed into the analog-to-digital converter 26 and the generated digital signals are fed into the micro-controller 23. In the micro-controller 23, an algorithm for predetermined processing of the signals is stored. The signals output from the micro-controller are applied to the interface 27 and output for controlling the piston-cylinder means.

In the working and parameter memory 24 and the program memory of the micro-controller 23, the following data are stored:

- a) A knee angle reference curve represented in FIG. 6 and illustrating the knee angle as a function of time for the time of one step. The knee angle reference curve is composed of the standing phase which is the time comprising putting the heel on the ground via rolling the foot around the bale until the beginning of the flexion of the knee joint, and a swing phase which comprises the flexion and the extension of the knee joint until again placing the heel on the ground. The knee angle reference curve shows optimum step performance where the values for the knee angle have been empirically determined. The knee angle reference curve is the same for every person wearing the prosthesis. Preferably, the knee angle reference curve is stored in normalized form such as a step time of 1 second.

For each type of gait such as walking on an incline which contains walking horizontally as a special case, or for climbing stairs, such knee angle reference curve identical for whoever wears the prosthesis is stored.

- b) An allocation of knee angle maxima for different gait velocities. Discrete values of the knee angle maximum with respect to an empirical gait velocity have been determined empirically beforehand for each person wearing the prosthesis or are simply given without knowing the person currently wearing the prosthesis. Intermediate values can be obtained by interpolation.
- c) Control parameters P for controlling the piston-cylinder means for different gait velocities, respectively. The control parameters comprise an extension damping gain factor Ed which is a measure of the damping gain for the extension, and a flexion damping gain factor Fd which is a measure of the damping gain for the flexion. These control parameters P have been determined empirically beforehand for each person wearing the prosthesis for different gait velocities and using a gait analysis, or are simply given as starting values for controlling the piston-cylinder means without having been adapted already to a specific person wearing the prosthesis.

The predetermined algorithm stored in the micro-controller 23 for storing and adjusting the piston-cylinder means will be described with reference to FIG. 5. The algorithm constitutes the method according to the invention for controlling and adjusting the control unit of the leg prosthesis.

Based on the digital signals output from the analog-to-digital converter 26 for the knee angle, the knee angular velocity, the total force and the bending force, the following step values are determined in step (1):

- the maximum flexion angle corresponding to the maximum knee angle for this step;
- the stretch lead time which is the time between the extension stop and the placing of the heel on the ground;

5

the standing time; and
the step time.

Based on these step values, the maximum flexion angle and the stretch lead time are determined as actual step values.

At the same time, the presumed step velocity is determined in step (1). For example, this is done by combining an initiation time which is the time starting from the introduction of the force and the first change in knee angle until complete lift-off from the ground, and the introduction knee angle. As an alternative, the step velocity is determined by determining the knee angle velocity at a predetermined flexion angle, preferably at about 20°, at which angle the foot is lifted off completely from the ground.

In step (2), the actual step values are compared to the set step values. The set step values are step values empirically determined by gait analysis for optimum prosthesis setting to achieve natural gait performance and are identical for every person wearing the prosthesis. In particular, the set step values are as follows:

The knee angle maximum is preferably between 55° and 60°. The stretch lead time is preferably in the range of 0.06 to 0.1 seconds.

The set step values for a particular type of gait correspond to the step values determined from the knee angle reference curve for this type or gait. Thus, the set step values include a basic shape and a course of time, but not the absolute values.

In step (3), a combination of the differences between set step values and actual step values is performed for the determined step velocity in a predetermined fashion in order to determine correction factors for the control parameters P:

- a) If the maximum actual flexion angle is in the range of the set knee angle, a correction is not required. If the maximum actual flexion angle is greater or less than the set knee angle, the flexion damping gain factor F_d has to be increased and decreased, respectively.
- b) If the actual stretch lead time is in the range of the set stretch lead time, a correction is not required. If the actual stretch lead time is greater or less than the set stretch lead time, the extension damping gain factor E_d has to be increased and decreased, respectively.
- c) If the rest time is greater than 2 seconds, the step is not to be included in the readjustment of the control parameters, since it characterizes starting or stopping when walking.

The extent of the increase or decrease of the correction factors can be constant in modulus, i.e. independent of the amount of difference between the actual step values and the set step values, or it may depend on the difference between the actual step values and the set step values.

In step (4), the control parameters P are selected for controlling the piston-cylinder means as a function of the presumed step velocity and of the corresponding value for the knee angle maximum stored in the working and program memory 24. In accordance with the result from step (3), the control parameters P are combined with correction factors and thus, are readjusted vis-a-vis the empirically determined original control parameters P stored in the memory for the corresponding velocity. The corrected actual control parameters P' thus obtained are again stored in the memory as values now valid and will be used as a starting point in the subsequent step for readjustment.

The part of the algorithm performing the actual level control of the piston-cylinder means operates as described below:

The actual control parameters P' are used for controlling flexion and extension, respectively, i.e. they effect a defined

6

setting of the damping or brake value of the piston-cylinder means between a basic damping and a maximum damping. The control of the piston-cylinder means is firmly given for the knee angle reference curve. In order to determine when the calculated and corrected control parameters P' are supposed to become effective, the knee angle reference curve is scaled to the presumed step velocity. When controlling flexion, the maximum flexion angle and the flexion time are adapted, and when controlling extension, an adaptation to the obtained maximum flexion angle and the required flexion time is effected. Flexion control is only performed in the time interval between stopping and reaching the maximum knee angle. A difference is established between the actual knee angle velocity and the required velocity in order to reach the next knee angle position in the time interval. If the actual knee angle velocity is too large, damping has to be performed. In the case of flexion, the damping is equal to the difference in velocity times the flexion damping gain factor. In the case of extension, damping is equal to the difference in velocity times the extension damping gain factor. If the actual velocity is too small, damping is not performed.

As can be seen from FIG. 5, the partial step of step (1) in which the presumed step velocity is determined, and step (4) with the subsequent control of the piston-cylinder means constitute the control plane. The partial step (1) in which the step values are determined, together with steps (2) and (3) constitutes the adjustment plane.

The control and adjustment through the algorithm also contains a standing phase consolidation. To this end, the signals "total force" and "bending force" are used. If, in the stepping-on-the-ground interval, the total force increases and the bending is in the heel region or the knee angle increases and the total force acts on the foot while the bending force is not in the front foot region, the brake will be activated by 100%, i.e. no further flexion can be performed. However, if the bending force is in the front foot region, the brake will not be activated.

The control of special situations comprises the controls "climbing stairs", "stumbling" and "falling down". Walking on an incline is treated like extension or flexion. For the special situation "climbing stairs", there are separate empirical values, i.e. a special knee angle reference curve. For the special situations "stumbling" and "falling down" or "hitting", the standing phase consolidation is activated.

In operation, the control of the leg prosthesis works as follows. The measuring data of the knee angle and force sensors are fed to the control unit 10. The control unit 10 generates control signals for and feeds them to the piston-cylinder means as a function of the measuring data. As a function of the measuring data, the solenoid generates a defined magnetic field causing a specific change in viscosity of the magneto-rheological liquid in cylinder 7. By changing the viscosity, the depth of penetration of piston 8 into cylinder 7 and thus the damping can be controlled accordingly. The change in damping occurs within about 3 to 5 milliseconds. This is of particular advantage when using the damping as a fall back brake. When the person wearing the prosthesis stumbles, the damping thus immediately built up can prevent at an early time the lower leg portion from being folded together.

The control unit, the sensors and the damping element are connected to each other in a feed back control circuit, as described, i.e. the damping is set during the walking by readjusting the control parameters P for setting the damping based on given values for the control parameters P. Compared to a traditional prosthesis control, this provides the advantage that the setting of the prosthesis functions is

effected directly as a function of the natural gait performance of the person wearing the prosthesis.

In particular, the described leg prosthesis using the described algorithm has the advantage that the prosthesis is not controlled by selecting a defined gait performance out of a multitude of previously determined gait performances for a person wearing the prosthesis, but that a readjustment of the predetermined values for a defined gait performance is carried out. Thus, the prosthesis flexibly adapts to the instantaneous gait performance and a nearly natural gait is possible. In addition, readjusting the control parameters for different velocities enables the prosthesis control to be adapted to modified circumstances such as a change in weight of the person wearing the prosthesis or the use of a different foot part or a different shoe.

Modified embodiments are conceivable. More or fewer sensors than the sensors described above may be provided.

Instead of a piston-cylinder means having a piston that can be axially displaced within the cylinder, a piston-cylinder means having a rotating piston may also be used, which piston may be equipped with blades exposed to a specific resistance in the cylinder as a function of the viscosity of the magneto-rheological liquid. In this case, the piston rod is connected to a rotating shaft of the knee joint.

Nevertheless, the invention is not limited to a leg prosthesis having a hydraulic cylinder with a magneto-rheological liquid as the damping element. Rather, regular hydraulic cylinders may be used as well, where the damping can be adjusted using a bypass valve between the chambers. In this case, the valve opening may be controlled by stepping motors.

What is claimed is:

1. A leg prosthesis comprising:

a thigh portion;

a lower leg portion;

a knee joint connecting the thigh portion and the lower leg portion so that a knee angle is formed between the thigh portion and the lower leg portion;

said knee joint comprising a damping element for controlling the knee joint movement, angle detection means for detecting the knee angle and force detection means for detecting a force acting on the prosthesis;

a control unit for controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force; and

an adjusting device;

wherein the control unit is structured and arranged to control said damping element as a function of control parameters (P) previously stored for different gait velocities; and

the adjustment device is structured and arranged to select a control parameter (P) from said previously stored control parameters as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force, to change the selected control parameter (P) to a value (P') equal to or different from the previously stored value as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force, to store the changed control parameter (P') instead of the selected control parameter (P), and to use the changed control parameter (P') as a starting point in a subsequent step.

2. The leg prosthesis in accord with claim 1, wherein said adjustment device is structured and arranged to change the selected control parameter (P) from the previously stored value under the condition that actual step values that are determined from said detected values differ from set step

values predetermined in advance that are set identically for each person wearing the prosthesis.

3. The leg prosthesis in accord with claim 2, wherein said predetermined set step values comprise maximum knee angle and a stretch lead time which is the time between an extension stop and the placing of the heel during a step.

4. A leg prosthesis in accord with claim 2, wherein the adjustment device is structured and arranged in such a way that, starting from each of the instantaneously valid values for said control parameters (P) within a step period, it changes said control parameters (P) as a function of the detected values for said knee angle and said force such that a difference between said actual step values and said predetermined set step values corresponding to an optimized type of gait is minimized.

5. The leg prosthesis in accord with claim 1, wherein said damping element is a magneto-rheological fluid cylinder.

6. The leg prosthesis in accord with claim 1, wherein said angle detection means comprises a knee angle sensor provided in said knee joint.

7. The leg prosthesis in accord with claim 1, wherein the lower leg portion comprises a shin-bone part and a lower leg tube, and wherein said force detection means comprises at least two force sensors provided in said lower leg tube.

8. The leg prosthesis in accord with claim 1, wherein the lower leg portion comprises a shin-bone part, and wherein at least two force sensors are provided in said shin-bone part.

9. The leg prosthesis in accord with claim 8, wherein said shin-bone part comprises a material, and said two force sensors are strain gauge sensors, which are integrated into said material of said shin-bone part.

10. The leg prosthesis in accord with claim 1, wherein said adjustment device is provided at said lower leg portion of the leg prosthesis.

11. A leg prosthesis in accord with claim 1, wherein the adjusting device minimizes changes in control of the damping element as a function of a detected value of the knee angle and of the force to correspond to an optimized type of gait.

12. A leg prosthesis comprising:

a thigh portion;

a lower leg portion;

a knee joint connecting the thigh portion and the lower leg portion so that a knee angle is formed between the thigh portion and the lower leg portion;

said knee joint comprising a damping element for controlling the knee joint movement, angle detection means for detecting the knee angle and force detection means for detecting a force acting on the prosthesis;

a control unit for controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force; and

an adjusting device;

wherein the control unit is structured and arranged to control said damping element as a function of control parameters (P) previously determined for different gait velocities;

the adjustment device is structured and arranged to readjust said control parameters as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force;

said adjustment device is structured and arranged to readjust the parameters under the condition that actual step values that are determined from said detected values differ from set step values predetermined in advance that are set identically for each person wearing the prosthesis;

9

said predetermined set step values comprise a maximum knee angle and a stretch lead time which is the time between an extension stop and the placing of the heel during a step; and

the maximum knee angle is between 55° and 60°. 5

13. A leg prosthesis comprising:

a thigh portion;

a lower leg portion;

a knee joint connecting the thigh portion and the lower leg portion so that a knee angle is formed between the thigh portion and the lower leg portion; 10

said knee joint comprising a damping element for controlling the knee joint movement, angle detection means for detecting the knee angle and force detection means for detecting a force acting on the prosthesis; 15

a control unit for controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force; and

an adjusting device; 20

wherein the control unit is structured and arranged to control said damping element as a function of control parameters (P) previously determined for different gait velocities;

the adjustment device is structured and arranged to readjust said control parameters as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force; 25

said adjustment device is structured and arranged to readjust the parameters under the condition that actual step values that are determined from said detected values differ from set step values predetermined in advance that are set identically for each person wearing the prosthesis; 30

said predetermined set step values comprise a maximum knee angle and a stretch lead time which is the time between an extension stop and the placing of the heel during a step; and

the stretch lead time is between 0.06 and 0.1 seconds. 40

14. A leg prosthesis comprising:

a thigh portion;

a lower leg portion;

a knee joint connecting the thigh portion and the lower leg portion so that a knee angle is formed between the thigh portion and the lower leg portion; 45

said knee joint comprising a damping element for controlling the knee joint movement, angle detection means for detecting the knee angle and force detection means for detecting a force acting on the prosthesis; 50

a control unit for controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force; and

an adjusting device; 55

wherein the control unit is structured and arranged to control said damping element as a function of control parameters (P) previously determined for different gait velocities;

the adjustment device is structured and arranged to readjust said control parameters as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force; and

the control parameters (P) includes an extension damping gain factor (Ed) and a flexion damping gain factor (Fd), and wherein the damping element is adjusted to a 65

10

predetermined damping value for the cases of extension or flexion as a function thereof, respectively.

15. A leg prosthesis comprising:

a thigh portion;

a lower leg portion;

a knee joint connecting the thigh portion and the lower leg portion so that a knee angle is formed between the thigh portion and the lower leg portion;

said knee joint comprising a damping element for controlling the knee joint movement, angle detection means for detecting the knee angle and force detection means for detecting a force acting on the prosthesis;

a control unit for controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force; and

an adjusting device;

wherein the control unit is structured and arranged to control said damping element as a function of control parameters (P) previously determined for different gait velocities;

the adjustment device is structured and arranged to readjust said control parameters as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force; and

said force detection means comprises total force detection means for detecting the total force acting on the prosthesis and lateral force detection means for detecting the lateral force on the prosthesis.

16. A method for controlling a leg prosthesis comprising a thigh portion; a lower leg portion; a knee joint connecting the thigh portion and the lower leg portion so that a knee angle is formed between the thigh portion and the lower leg portion, said knee joint comprising a damping element for controlling the knee joint movement, angle detection means for detecting the knee angle and force detection means for detecting a force acting on the prosthesis; a control unit for controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force; and an adjustment device; 35

wherein the control unit is structured and arranged to control said damping element as a function of control parameters (P) previously stored for different gait velocities and the adjustment device is structured and arranged to readjust the parameters as a function of the type of gait; said method comprising:

repeatedly detecting values of said knee angle and said force,

selecting a control parameter (P) from said previously stored control parameters as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force,

controlling said damping element as a function of the selected control parameter (P),

changing the selected control parameter (P) to a value (P') equal to or different from the previously determined value as a function of the type of gait and the detected values of said knee angle and said force; and

storing the changed control parameter (P') instead of the selected control parameter (P).

17. The method as set forth in claim 16, wherein during each step with the prosthesis the method further comprises:

determining an expected step velocity;

determining actual step values characterizing the instantaneous type of gait from said detected values;

11

comparing the actual step values with set step values predetermined in advance; and
changing the control parameters as a function of the result of comparing said actual step values with said predetermined set step values.

18. The method as set forth in claim 17, wherein said predetermined set step values comprise a maximum knee angle and a stretch lead time, which is the time between an extension stop and the placing of the heel during a step, and wherein the ranges for the set step values are the same for every person wearing the prosthesis.

19. A method for controlling a leg prosthesis comprising a thigh portion; a lower leg portion; a knee joint connecting the thigh portion and the lower leg portion so that a knee angle is formed between the thigh portion and the lower leg portion, said knee joint comprising a damping element for controlling the knee joint movement, angle detection means for detecting the knee angle and force detection means for detecting a force acting on the prosthesis; a control unit for controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force; and an adjustment device;

wherein the control unit is structured and arranged to control said damping element as a function of control parameters (P) previously determined for different gait velocities and the adjustment device is structured and arranged to readjust the parameters as a function of the type of gait;

12

said method comprising detecting values of said knee angle and said force and controlling said damping element as a function of the detected values of said knee angle and said force;

said method further comprising during each step with the prosthesis:

determining an expected step velocity;

determining actual step values characterizing the instantaneous type of gait from said detected values;

comparing the actual step values with set step values predetermined in advance; and

changing the control parameters as a function of the result of comparing said actual step values with said predetermined set step values;

wherein said predetermined set step values comprise a maximum knee angle and a stretch lead time, which is the time between an extension stop and the placing of the heel during a step, and wherein the ranges for the set step values are the same for every person wearing the prosthesis; and

wherein the maximum knee angle is between 55° and 60° and the stretch lead time is between 0.06 and 0.1 seconds.

* * * * *

UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE
CERTIFICATE OF CORRECTION

PATENT NO. : 6,755,870 B1
DATED : June 29, 2004
INVENTOR(S) : Lutz Biedermann et al.

Page 1 of 1

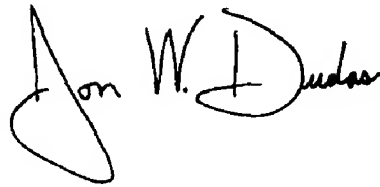
It is certified that error appears in the above-identified patent and that said Letters Patent is hereby corrected as shown below:

Title page,

Item [75], Inventors, change “**Wilfried Matthis**, Weiswell (DE)” to -- **Wilfried Matthis**, Weisweil, (DE) --.

Signed and Sealed this

Seventh Day of September, 2004

A handwritten signature in black ink, reading "Jon W. Dudas". The signature is stylized, with a large loop for the 'J' and a cursive 'Dudas'.

JON W. DUDAS
Director of the United States Patent and Trademark Office